

(51)Int.Cl. [°]	識別記号	庁内整理番号	FI
G02B 23/26			G02B 23/26
A61B 1/06			A61B 1/06

請求項の数2 (全7頁)

(21)出願番号 特願昭63-259918
(22)出願日 昭和63年(1988)10月14日
(65)公開番号 特開平2-106712
(43)公開日 平成2年(1990)4月18日
審査請求日 平成7年(1995)7月27日
前置審査

(73)特許権者 999999999
オリンパス光学工業株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(72)発明者 宮崎 昭彦
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス光学工業株式会社内
審査官 里村 利光
(56)参考文献 特開 昭58-75522 (JP, A)
特開 昭60-217327 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl.[°], DB名)
G02B 23/00

(54)【発明の名称】内視鏡装置

1

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】被観察対象を撮像する撮像手段と、
被観察対象を照明する照明光を発する第1の光源と、
前記第1の光源の非点灯状態を検知する非点灯検知手段と、
前記非点灯検知手段からの検知信号に基づき、前記第1
の光源より低い光量で点灯する第2の光源と、
前記撮像手段にて得られた画像信号を増幅する第1の増
幅率、及び、前記第1の増幅率より大きな第2の増幅率
を設定する増幅率設定手段と、
前記非点灯検知手段からの前記検知信号に基づき、前記
第1の光源の点灯時には前記第1の増幅率で画像信号を
増幅させ、前記第2の光源の点灯時には前記第2の増幅
率で画像信号を増幅させるよう前記画像信号の増幅率を
変更する変更手段と、

2

を有することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項2】前記第1の増幅率と前記第2の増幅率との
比は、第1の光源の光量と第2の光源の光量との比のほ
ぼ逆数であることを特徴とする請求項1記載の内視鏡装
置。

【発明の詳細な説明】

【産業上の利用分野】

本発明は、主光源が消灯したときに補助光源が点灯さ
れると同時に画像信号の増幅度を高い値に切り換えるよ
うにした内視鏡装置に関する。

【従来の技術】

近年、細長の挿入部を体腔内に挿入することにより、
体腔内臓器等を観察したり、検査したりすることのでき
る内視鏡(電子内視鏡又はファイバースコープ)が広く用
いられるようになってきた。

10

又、医療用にだけでなく、工業用にも、ボイラ、機械、化学プラント等の管内、あるいは機器内等の対象物を観察したり検査したりするのに内視鏡が用いられている。

更に、電化結合素子 (CCD) 等の固体撮像素子を撮像手段に用いた電子内視鏡も各種用いられている。この電子内視鏡は、ファイバスコープに比べて解像度が高く、画面の記録や再生等が容易であり、加えて、画像の拡大や2画面の比較等の画像処理が容易である等の利点を有する。

上記のファイバスコープ及び電子内視鏡を用いて体腔内を観察する場合、ファイバスコープ又は電子内視鏡に光源装置を接続して、その光源装置からの照明光を体腔内に供給するようにしている。この光源装置は、ライトガイドを介して照明光を内視鏡の先端に導くようにされており、大量の光量を必要とするためにキセノンランプが多く用いられているが、このキセノンランプの寿命は、約200時間ないし300時間程度であり、更に、ランプ品質のばらつきによりそれよりも短い時間で立ち消え (点灯しているランプが突然に消灯) してしまうものもある。内視鏡検査あるいは内視鏡処置を行っている最中に光源ランプが立ち消えてしまうと、人命にかかわる危険が生じることがある。そこで、このような危険を回避するために、光源装置内には、光源ランプとは別に非常灯を設けるのが一般的である。

上記のような非常灯を設けた光源装置については、種々提案されている。例えば、特開昭60-29129号公報に示す先行技術例は、補助光源が準備されて、主光源である放電灯が消灯したときに、この補助光源が放電灯に置換されるようにしたものである。

この先行技術例の構成を第4図に概略的に示す。この先行技術例においては、通常の動作時には、制御回路1からの制御信号により主光源点灯回路2が作動し、それにより放電灯3が点灯されるようになっている。そして、この放電灯3からの光は、ターレット板4のフィルタを介してレンズ5を通過して、電子内視鏡のライトガイド6の入射端に導かれる。

ところで、前記ターレット板4は、第5図に示すように、2つのメッシュフィルタ4a, 4bと、赤外カットフィルタ4cと非常灯4dとを備えており、通常動作時、即ち放電灯3が点灯しているときには、この放電灯3の明るさに応じて上記2つのメッシュフィルタ4a, 4bのうちの1つが選択的に照明光路中に介装されるようになっている。そして、放電灯が消灯したときには、非点灯検知回路11により点灯していない状態が検知されて、そのことを示す信号が前記制御回路1へ送られる。そして、この制御回路1からモータ駆動回路14に駆動信号が送られて、この駆動信号によりモータ15が回転され、前記ターレット板4が回転駆動されて補助光源としての非常灯4dが照明光路中に介装されて、補助光源点灯回路12からの

信号によりこの非常灯4dを点灯するというものである。

[発明が解決しようとする課題]

この先行技術例では、ファイバスコープ等の像伝達光学系を有する光学式内視鏡についてだけでなく、固体撮像素子を用いる電子内視鏡についても補助光源の明るさだけで内視鏡の視野を確保するようになっているために、ハロゲンランプ等の高価且つ大電力を必要とするランプを補助光源として使用しなければならないという不具合がある。

[発明の目的]

本発明は、上記の事情に鑑みてなされたものであり、安価で且つ消費電力の少ないランプを補助光源として用いて安全性を保てる範囲の視野を確保することができる内視鏡装置を提供することを目的とする。

[課題を解決するための手段]

請求項1に記載の内視鏡装置は、被観察対象を撮像する撮像手段と、被観察対象を照明する照明光を発する第1の光源と、前記第1の光源の非点灯状態を検知する非点灯検知手段と、前記非点灯検知手段からの検知信号に基づき、前記第1の光源より低い光量で点灯する第2の光源と、前記撮像手段にて得られた画像信号を増幅する第1の増幅率、及び前記第1の増幅率より大きな第2の増幅率を設定する増幅率設定手段と、前記非点灯検知手段からの前記検知信号に基づき、前記第1の光源の点灯時には前記第1の増幅率で画像信号を増幅させ、前記第2の光源の点灯時には前記第2の増幅率で画像信号を増幅させるよう前記画像信号の増幅率を変更する変更手段と、を有することを特徴とする。

請求項1に記載の内視鏡装置は、非点灯検知手段からの検知信号に基づき、第1の光源の点灯時には第1の増幅率で画像信号を増幅し、また、第2の光源の点灯時には第2の増幅率で画像信号を増幅するよう、変更手段により画像信号の増幅率を変更する。

また、請求項2に記載の内視鏡装置は、請求項1記載の内視鏡装置における前記第1の増幅率と前記第2の増幅率との比を、第1の光源の光量と第2の光源の光量との比のほぼ逆数としたことを特徴とする。

請求項2に記載の内視鏡装置によると、第1の光源が点灯しているときに得られる画像信号のレベルと、第2の光源が点灯しているときに得られる画像信号のレベルが、ほぼ等しくなる。

[実施例]

以下、添付図面を参照しながら本発明の実施例について述べる。

第1図及び第2図は本発明の第1実施例に係わり、第1図は内視鏡装置の構成を示すブロック図、第2図は内視鏡装置全体を示す図である。

第2図に示すように、内視鏡装置21は、内視鏡22と、この内視鏡22に照明光を供給する光源装置23と、前記内

視鏡22からの出力信号を処理する制御装置24と、この制御装置24から出力される映像信号を画面上に表示するモニタ25とから構成されている。

前記内視鏡22は、細長の挿入部27と、この挿入部27の後端側に連設された太径の操作部28と、この操作部28の側部から延接された、ライトガイドと信号用のケーブルとを内蔵したユニバーサルコード29とを備えている。

前記挿入部27の先端側には、硬性の先端部31が設けられており、この先端部31に隣接する後方側に湾曲可能な湾曲部32が設けられている。更に、この湾曲部32の後方には、可撓性の軟性部33が連設されている。前記湾曲部32は、前記操作部28に設けられた湾曲操作ノブ34を操作することにより、上下／左右方向に湾曲できるようになっている。

前記ユニバーサルコード29の後端にはライトガイド用及び信号用のコネクタ36が設けられており、前記光源装置23と前記制御装置24とに同時に接続されるようになっている。そして、前記光源装置23と前記制御装置24とは、両端にコネクタ37が設けられた信号ケーブル38により接続されている。

第1図において、前記光源装置23に接続された前記コネクタ36には、ファイババンドルにより形成されるライトガイド41の入射端面42が設けられている。このライトガイド41は、前記ユニバーサルコード29内と前記操作部28内と前記挿入部27内とを挿通されている。又、前記光源装置23内には、主光源としての放電灯43が設けられており、この放電灯43と前記ライトガイド41の入射端面42とを結ぶ光路上には、ターレット板4と集光レンズ45とが設けられている。

前記ターレット板4は、前記第5図に示す従来のものと同様の構成になっており、前述したように、2つのメッシュフィルタ4a, 4bと、赤外カットフィルタ4cと、補助光源としての非常灯4dとを備えたものであり、通常は、放電灯43の明るさに応じて2つのメッシュフィルタ4a, 4bのうちの1つが選択されて照明光路中に介装されるようになっている。

前記放電灯43から出射された光は、前記ターレット板4に設けられたメッシュフィルタ4a, 4bのいずれかを通過した後に、集光レンズ45を介してライトガイド41の入射端面42に集光され、このライトガイド41を通じて前記内視鏡22の先端部31に導かれて、そこから出射されて、被写体に照射されるようになっている。

一方、前記先端部31には、対物レンズ47が配設されており、この対物レンズ47の結像位置にはCCD48が設けられている。そして、前記の照射された光のうちの被写体から反射された光が、対物レンズ47を通じてCCD48上に結像されて、光電変換されて電気的な画像信号にされるようになっている。そして、この画像信号は、増幅手段としての増幅回路49に入力されるようになっている。この増幅回路49内には、増幅度切換手段としての増幅度切

換スイッチ50が設けられている。この増幅度切換スイッチ50は通常動作時即ち主光源の点灯時にはオンになっていて、主光源が消灯したときにはオフになるようにされており、前記増幅回路49の増幅度は、前記増幅度切換スイッチ50がオンのときには約9倍に、オフのときには約100倍となる。そして、この増幅回路49の出力は、図示しないプロセス回路に入力されて映像信号に変換されるようになっている。

前記光源装置23には、前記放電灯43を点灯させる主光源点灯回路51と、前記放電灯43が点灯していない場合にそれを検知する非点灯検知手段としての非点灯検知回路53と、この非点灯検知回路53により前記放電灯43の非点灯状態が検出された場合に前記非常灯4bを点灯させる補助光源点灯回路54と、前記非常灯4bを照明光路中へ介装させるために前記ターレット板4を回転駆動させるモータ56と、このモータ56を制御するモータ制御回路57と、前記主光源点灯回路51と前記補助光源点灯回路54と前記モータ制御回路57とを制御する制御回路52とが備えられている。

次に、以上のような構成の第1実施例の実際の動作について述べる。

通常動作時には、制御回路52からの制御信号により主光源点灯回路51が作動し、それにより放電灯43が点灯されるようになっている。この放電灯43からの光は、ターレット板4に設けられたメッシュフィルタ4a, 4bのいずれかを通過した後に、集光レンズ45によりライトガイド41の入射端面42に集光され、このライトガイド41により電子内視鏡22の先端部31に導かれ、そこから出射されて、被写体に照射される。そして、この照明光のうち被写体から反射された光が対物レンズ47によりCCD48上に結像されて、このCCD48により電気的な画像信号に変換される。そして、この画像信号は、次いで、増幅度切換回路49に入力され約9倍に増幅され、その後図示しないプロセス回路に入力されて映像信号に変換される。

又、放電灯が消灯したときには、非点灯検知回路53が前記放電灯43の非点灯状態を検知して、これを示す信号を制御回路52へ送る。この制御回路52は、この信号に応じて、モータ駆動回路57に制御信号を送り、モータ56を制御して、ターレット板4を回転させて非常灯4bが照明光路中に介装されて、補助光源点灯回路54により点灯される。それと同時に、制御回路52からの信号により増幅回路49内の増幅度切換スイッチ50がオフにされる。これにより、この増幅回路49の増幅度が100倍に切り換えられる。

ところで、この第1実施例においては、小型化、低コスト化するために、放電灯と比べて1/10程度の明るさのランプを補助光源として使用しているため、照明光の光量は小さくなる。この光量の小ささを補うために、上記したように画像信号の増幅度を放電灯点灯時の約10倍にして、電子内視鏡からの画像が識別できるようにしてい

る。このような増幅度の切り換えを行った場合には、画像信号のS/N比は劣化するが、非常灯を使用するのは、放電灯が非点灯状態になったときで、内視鏡を抜くとき或いは手術中の最小限の緊急時のみであるため、使用上問題はない。

このように、本実施例によれば、放電灯が消灯したときに非常灯を点灯させるのと同時に画像信号の増幅度を大きい値に切り換えることにより、放電灯と比べて出力の低い非常灯によっても内視鏡の視野が確保できる。

第3図には、本発明の第2実施例を示す。この第2実施例は、本発明をRGB面順次方式の内視鏡装置に応用したものであり、前記第1実施例の光源装置23に、放電灯43から出射された光の光量を調整する絞り部61と、この絞り部61を制御する絞り制御回路62と、前記絞り部61により光量を調整された光を通過させるレンズ63と、このレンズ63からの光をRGBの各波長域に分離する回転フィルタ64と、この回転フィルタ64を回転駆動するモータ65と、このモータ65の回転を制御する回転制御回路66と、前記回転フィルタ64を照明光路中から移動させるためのモータ67と、このモータ67を制御することにより前記回転フィルタ64の移動を制御する移動制御回路68とを設けたものである。

この第2実施例は、上記各回路が設けられている点を除けば上記第1実施例と同様の構成のものであり、同一の要素にはと同一の参照符号を付して説明する。

通常の動作時には、放電灯43から出射された光は、ターレット板4の赤外フィルタ4cを通過した後に絞り制御回路62により制御される絞り部61により絞られた後、レンズ63を通過し、モータ65によって回転駆動される回転フィルタ64によりRGBの各波長域に時系列的に分離された後、集光レンズ45によりライトガイド41の入射端面42に集光されて、このライトガイド41により電子内視鏡22の先端部31に導かれ、そこから出射されて、RGBの面順次照明光として被写体に照射される。そして、この照明光のうち被写体から反射された光が、対物レンズ47によりCCD48上に結像されて、このCCD48により電気的な画像信号に変換される。そして、この画像信号は、次いで、増幅回路49に入力されて約9倍に増幅された後、図示しないプロセス回路に入力されて映像信号に変換される。

又、放電灯43が消灯したときは、上記第1実施例と同様の動作により、増幅度切換回路49の増幅度が100倍に切り換えられる。

それに加えて、光量を少しでも大きくするために、絞り制御回路62からの制御信号によって絞り部61が全開にされると共に、移動制御回路68から出力される信号によりモータ67が回転されて、回転フィルタ64が照明光路中から外される。

回転フィルタ64を照明光路中から外した場合には、カ

ラー画像は得られないが、非常灯を使用するのは、前述したように、放電灯が非点灯になったときで、スコープを抜くとき或いは手術中の最小限の緊急時のみであるため、使用上問題はない。

このように、本実施例によれば、RGB面順次式の電子内視鏡装置において、放電灯が消灯したときに回転フィルタを照明光路から外すと共に絞りを全開にすることにより、光量を大きくして、明るい映像を得ることができる。

尚、本第2実施例はカラー撮像方式を面順次式として述べたが、これに限定されず、CCDの前面にカラーフィルタアレイを設けた同時式のものにも適用できる。

尚、上記各実施例は、光源装置と制御装置とが別体となった型式のものについて述べたが、これは一体型のものであっても良い。

又、本発明は、上記各実施例の電子内視鏡装置だけでなく、ファイバースコープと外付けカメラとの組合せにも適用できる。

〔発明の効果〕

請求項1に記載の内視鏡装置によると、第1の光源より光量の低い第2の光源の点灯時に得られる画像信号を、第1の増幅率よりも大きい第2の増幅率で増幅するので、安全上問題のない明るさの画像を確保することが可能となる。

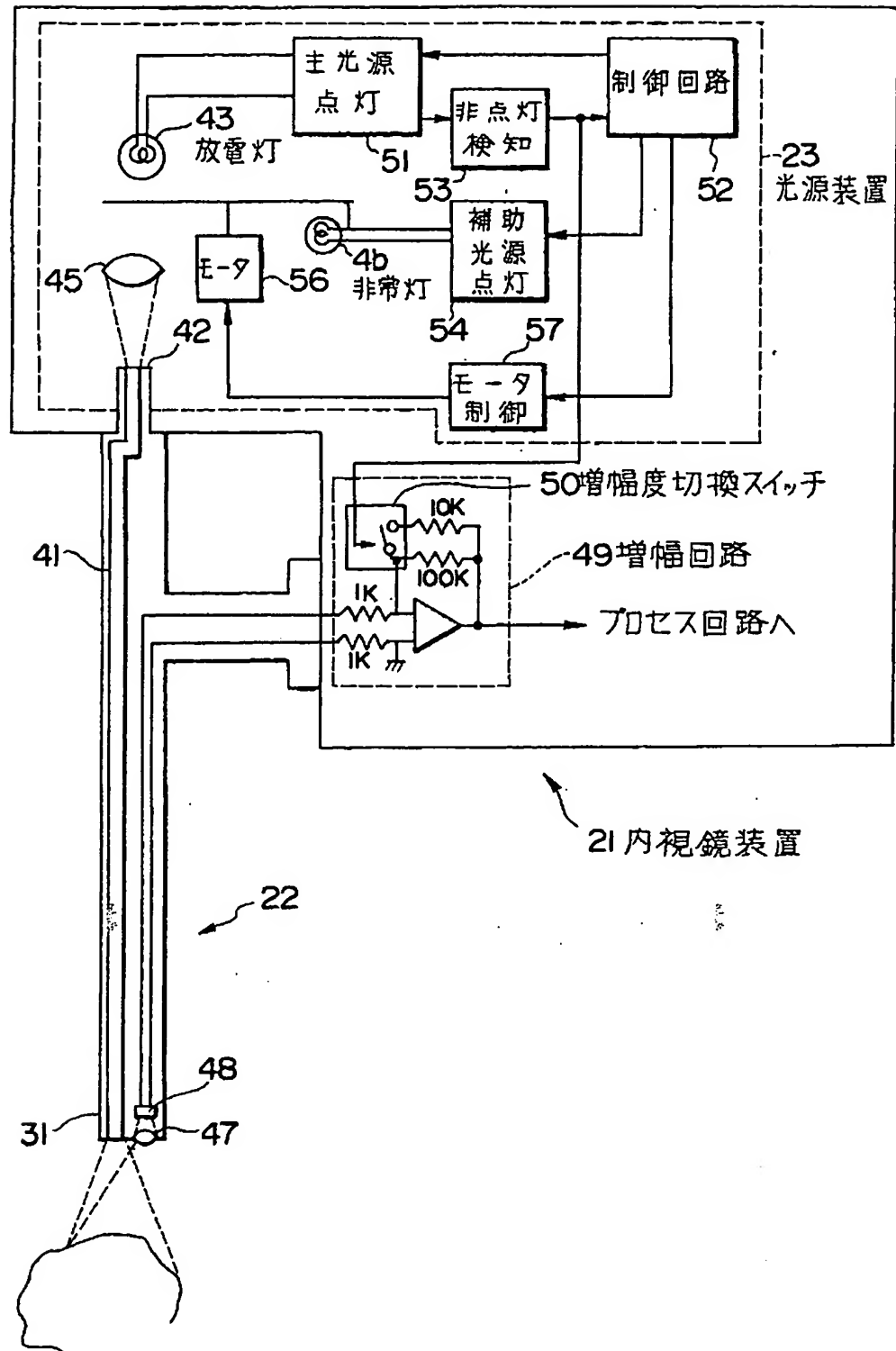
また、請求項2に記載の内視鏡装置によると、得られた画像を観察者がモニタ等で観察する場合、第1の光源より光量の低い第2の光源に切り換わったときでも、第1の光源が点灯しているときに得られる画像信号のレベルと、第2の光源が点灯しているときに得られる画像信号のレベルとをほぼ等しくすることができるため、観察者は違和感なくモニタ上の画像を捉えることができる。

【図面の簡単な説明】

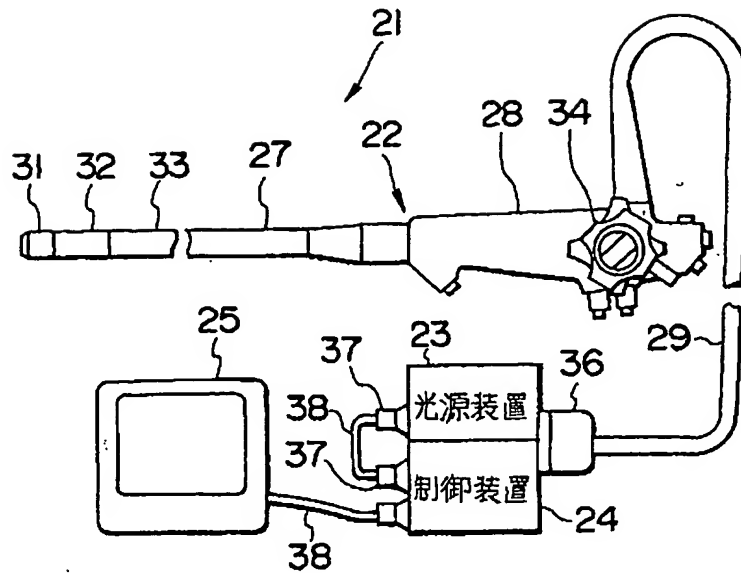
第1図及び第2図は本発明の第1実施例に関わり、第1図は内視鏡装置の構成を示すブロック図、第2図は内視鏡装置の全体を示す説明図明図であり、第3図は本発明の第2実施例の内視鏡装置の構成を示すブロック図、第4図及び第5図は先行技術例に係わり、第4図は先行技術例の内視鏡用光源装置の構成を示すブロック図、第5図はターレット板の構成を示す図である。

- 21……内視鏡装置、23……光源装置
- 43……放電灯、49……増幅回路
- 50……増幅度切換スイッチ
- 51……主光源点灯回路、52……制御回路
- 53……非点灯検知回路
- 54……補助光源点灯回路
- 56……モータ
- 57……モータ制御回路

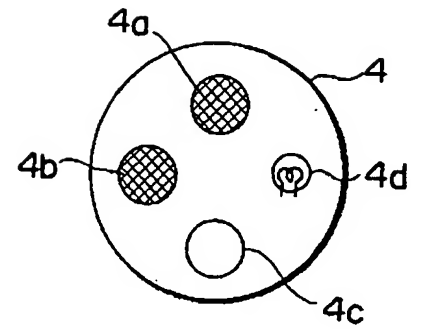
【第1図】



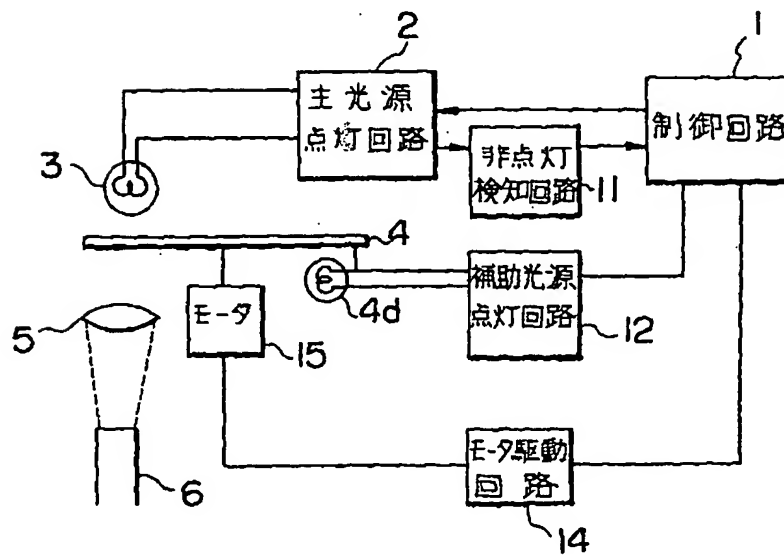
【第2図】



【第5図】



【第4図】



Date: March 3, 2004

Declaration

I, Michihiko Matsuba, President of Fukuyama Sangyo Honyaku Center, Ltd., of 16-3, 2-chome, Nogami-cho, Fukuyama, Japan, do solemnly and sincerely declare that I understand well both the Japanese and English languages and that the attached document in English is a full and faithful translation, of the copy of Japanese Patent Publication No. 2866658 published on December 18, 1998.

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'm. matsuba' in a cursive, lowercase style.

Michihiko Matsuba

Fukuyama Sangyo Honyaku Center, Ltd.

ENDOSCOPE UNIT

Japanese Patent Publication No.2866658

Published on: December 18, 1998

Application No. Sho-63-259918

Filed on: October 14, 1988

Inventor: Akihiko MIYAZAKI

Applicant: Olympus Optical Co., Ltd.

SPECIFICATION

[TITLE OF THE INVENTION] ENDOSCOPE UNIT

[WHAT IS CLAIMED IS:]

[Claim 1] An endoscope unit comprising:

an imaging means for imaging a target to be observed;

a first light source for emitting illumination light for
illuminating the target to be observed;

an extinction detection means for detecting an extinction status
of the first light source;

a second light source which is turned on with a light amount
smaller than that of the first light source based on a detection
signal from the extinction detection means;

a gain setting means for setting a first gain for amplifying
image signals obtained by the imaging means and a second gain

higher than the first gain; and
a changing means for changing the gain of the image signals
so as to amplify the image signals by the first gain when the
first light source is on, and amplify the image signals by the
second gain when the second light source is on.

[Claim 2] The endoscope unit according to Claim 1, wherein a
ratio of the first gain and the second gain is almost a
reciprocal of the ratio of the light amount of the first light
source and the light amount of the second light source.

[DETAILED DESCRIPTION OF THE INVENTION]

[Field of the Invention]

The present invention relates to an endoscope unit which
turns an auxiliary light source on when a main light source
is extinguished, and simultaneously switches the gain for image
signals to a high value.

[Prior Art]

Recently, an endoscope (electronic endoscope or fiber
scope) which enables observation and examination of internal
body cavity organs, etc., by inserting a thin and long inserting
part into a body cavity has been widely used.

Furthermore, not only for medical purposes but also for
industrial purposes, endoscopes have been used for observation
and examination of targets such as the insides of tubes of

boilers, machines, and chemical plants, or the insides of equipment, etc.

Moreover, various types of electronic endoscopes using solid-state image pickup devices such as a charge coupled device (CCD), etc., as imaging means have been used. Such an electronic endoscope is advantageous in higher resolution and easier screen recording and reproduction, etc., and in addition, easier image processing such as image enlargement and comparison between two image surfaces in comparison with fiberscopes.

In a case where the inside of a body cavity is observed with the abovementioned fiberscope and electronic endoscope, a light source device is connected to the fiberscope or electronic endoscope and illumination light is supplied from the light source device to the inside of the body cavity. This light source device guides illumination light via a light guide to the front end of the endoscope, and uses a xenon lamp in many cases since it requires a large light amount, however, the life of the xenon lamp is approximately 200 through 300 hours, and some xenon lamps are extinguished in a shorter time (a lamp being turned on is suddenly turned off) due to quality variations. If the light source lamp is extinguished during endoscopic examination or endoscopic operation, it may cause

a danger involving human life. Therefore, in order to avoid such a danger, an emergency lamp is generally provided inside the light source device separately from the light source lamp.

Various light source devices provided with the abovementioned emergency lamp have been proposed. For example, in the prior art example shown in Japanese Unexamined Patent Publication No. S60-29129, an auxiliary light source is prepared, and when a discharge lamp serving as a main light source is extinguished, this auxiliary light source replaces the discharge lamp.

The construction of this prior art example is schematically shown in Fig. 4. In this prior art example, in a normal operation, a main light source turning-on circuit 2 operates in response to a control signal from a control circuit 1, whereby the discharge lamp 3 is turned on. Light from this discharge lamp 3 passes through a lens 5 via a filter of a turret plate 4, and is guided to an incidence end of a light guide 6 of the electronic endoscope.

The turret plate 4 comprises, as shown in Fig. 5, two mesh filters 4a and 4b, an infrared cut filter 4c, and an emergency lamp 4d, and in a normal operation, that is, when the discharge lamp 3 is on, one of the two mesh filters 4a and 4b is selectively interposed in the illumination light path in accordance with

the brightness of this discharge lamp 3. When the discharge lamp is extinguished, the extinction status is detected by an extinction detection circuit 11, and a signal indicating this is transmitted to the control circuit 1. Then, a drive signal is transmitted from the control circuit 1 to the motor drive circuit 14 and the motor 15 is rotated in response to this drive signal, the turret plate 4 is driven and rotated, the emergency lamp 4d as an auxiliary light source is interposed in the illumination light source and this emergency lamp 4d is turned on by a signal from an auxiliary light source turning-on circuit 12.

[Themes to be Solved by the Invention]

In this prior art example, not only for an optical endoscope having an image transmitting optical system such as a fiberscope, but also for an electronic endoscope using a solid-state image pickup device, the field of view of the endoscope is secured by only the brightness of the auxiliary light source, so that a lamp such as a halogen lamp, etc., that requires a great power and is expensive must be used as the auxiliary light source, and the scale of the circuit thereof must also be large.

[Object of the Invention]

The present invention was made in view of the abovementioned

circumstances, and an object thereof is to provide an endoscope unit which can secure a field of view of a range which can maintain safety by using a lamp that is inexpensive and small in power consumption as an auxiliary light source.

[Means for Solving Themes]

The endoscope unit according to Claim 1 comprises an imaging means for imaging a target to be observed, a first light source for emitting illumination light for illuminating the target to be observed, an extinction detection means for detecting an extinction status of the first light source, a second light source which is turned on with a light amount smaller than that of the first light source based on a detection signal from the extinction detection means, a gain setting means for setting a first gain for amplifying image signals obtained by the imaging means, and a second gain higher than the first gain, and a changing means for changing the gain of the image signals so as to amplify the image signals by the first gain when the first light source is on and to amplify the image signals by the second gain when the second light source is on.

The endoscope unit according to Claim 1 changes, based on a detection signal from the extinction detection means, the gain for the image signals by the changing means so that image signals are amplified by the first gain when the first light

source is on, and image signals are amplified by the second gain when the second light source is on.

Furthermore, in the endoscope unit according to Claim 2, the ratio of the first gain and the second gain in the endoscope unit according to Claim 1 is set to almost a reciprocal of the ratio of the light amount of the first light source and the light amount of the second light source.

In the endoscope unit according to Claim 2, the level of the image signals obtained when the first light source is on and the level of the image signals obtained when the second light source is on are almost equal to each other.

[Preferred Embodiments]

Hereinafter, embodiments of the invention are described with reference to the accompanying drawings.

Fig. 1 and Fig. 2 relate to a first embodiment of the invention, wherein Fig. 1 is a block diagram showing the construction of an endoscope unit, and Fig. 2 is a drawing showing the entirety of the endoscope unit.

As shown in Fig. 2, an endoscope unit 21 comprises an endoscope 22, a light source device 23 for supplying illumination light to the endoscope 22, a control device 24 for processing output signals from the endoscope 22, and a monitor 25 for displaying video signals outputted from the

control device 24 on a screen.

The endoscope 22 comprises a thin and long inserting part 27, a thick-diameter manipulating part 28 continuously provided at the rear end side of the inserting part 27, and a universal cord 29 with a light guide and a signal cable installed inside.

At the front end side of the inserting part 27, a hard front end part 31 is provided, and a bending part 32 that is bendable is provided at a rear side adjacent to the front end part 31. Furthermore, at the rear side of this bending part 32, a flexible soft part 33 is continuously provided. The bending part 32 can be bent upward, downward, leftward, and rightward by manipulating a bending manipulation knob 34 provided at the manipulating part 28.

At the rear end of the universal cord 29, a connector 36 for a light guide and signals is provided, and is simultaneously connected to the light source device 23 and the control device 24. Then, the light source device 23 and the control device 24 are connected by a signal cable 38 whose both ends are provided with connectors 37.

In Fig. 1, the connector 36 connected to the light source device 23 is provided with an incidence end face 42 of a light guide 41 formed of a fiber bundle. This light guide 41 is

inserted through the inside of the universal cord 29, the inside of the manipulating part 28, and the inside of the inserting part 27. Inside the light source device 23, a discharge lamp 43 as a main light source is provided, and on the optical path connecting this discharge lamp 43 and the incidence end face 42 of the light guide 41, a turret plate 4 and a condenser lens 45 are provided.

The turret plate 4 has the same construction as that of the prior art shown in Fig. 5, and as mentioned above, it comprises two mesh filters 4a and 4b, an infrared cut filter 4c, and an emergency lamp 4d as an auxiliary light source, and normally, one of the two mesh filters 4a and 4b is selected according to the brightness of the discharge lamp 43 and interposed in the illumination light path.

Light emitted from the discharge lamp 43 passes through either one of the mesh filters 4a and 4b provided on the turret plate 4, and is then condensed onto the incidence end face 42 of the light guide 41 through the condenser lens 45, and guided to the front end part 31 of the endoscope 22 through this light guide 41 and exits from there, and thereafter, radiation of the light is applied to a subject.

On the other hand, at the front end part 31, an objective lens 47 is provided, and a CCD 48 is provided at an image forming

position of this objective lens 47. Then, an image of reflected light from the subject of the irradiated light is formed on the CCD 48 through the objective lens 47 and photoelectrically converted into electrical image signals. The image signals are inputted into an amplifying circuit 49 as an amplifying means. Inside this amplifying circuit 49, a gain changeover switch 50 as a gain switching means is provided. This gain changeover switch 50 is turned on in a normal operation, that is, when the main light source is on, and is turned off when the main light source is extinguished. The gain of the amplifying circuit 49 is set to approximately 9 times when the gain changeover switch 50 is on, and is set to approximately 100 times when the switch is off. Outputs of this amplifying circuit 49 are inputted into a process circuit that is not shown and converted into video signals.

The light source device 23 comprises a main light source turning-on circuit 51 for turning the discharge lamp 43 on, an extinction detection circuit 53 as an extinction detection means for detecting, when the discharge lamp 43 is extinguished, the extinction status, an auxiliary light source turning-on circuit 54 for turning the emergency lamp 4b on when the extinction status of the discharge lamp 43 is detected by this extinction detection circuit 53, a motor 56 for driving and

rotating the turret plate 4 to interpose the emergency lamp 4b in the illumination light path, a motor control circuit 57 for controlling the motor 56, and a control circuit 52 for controlling the main light source turning-on circuit 51, the auxiliary light source turning-on circuit 54, and the motor control circuit 57.

Next, actual operations of the first embodiment constructed as mentioned above are described.

In a normal operation, the main light source turning-on circuit 51 operates in response to a control signal from the control circuit 52, whereby the discharge lamp 43 is turned on. Light from this discharge lamp 43 passes through either one of the mesh filters 4a and 4b provided on the turret plate 4 and then condensed onto the incidence end 42 of the light guide 41 by the condenser lens 45, the light is guided to the front end part 31 of the electronic endoscope 22 by this light guide 41 and exits from there and irradiates the subject. Then, an image of light reflected from the subject of this illumination light is formed on the CCD 48 by the objective lens 47 and converted into electrical image signals by this CCD 48. Then, the image signals are inputted and amplified by the gain switching circuit 49 to be approximately 9 times, and thereafter, the image signals are inputted into a process

circuit that is not shown and converted into video signals.

When the discharge lamp is extinguished, the extinction detection circuit 53 detects the extinction status of the discharge lamp 43 and transmits a signal indicating this to the control circuit 52. This control circuit 52 transmits, in response to this signal, a control signal to the motor drive circuit 57, controls the motor 56 and rotates the turret plate 4, whereby the emergency lamp 4b is interposed in the illumination light path and turned on by the auxiliary light source turning-on circuit 54. At the same time, the gain changeover switch 50 inside the amplifying circuit 49 is turned off in response to a signal from the control circuit 52. Thereby, the gain of this amplifying circuit 49 is switched to 100.

In the first embodiment, in order to realize downsizing and cost reduction, a lamp with a brightness of approximately $1/10$ of that of the discharge lamp is used as the auxiliary light source, so that the light amount of the illumination light is small. In order to compensate this small light amount, as mentioned above, the gain for the image signals is set to approximately 10 times that in an on status of the discharge lamp so that an image from the electronic endoscope can be recognized. The S/N ratio of the image signals deteriorates due to such gain switching, however, the emergency lamp is used

in a case where the discharge lamp is extinguished, and is used only in extraction of the endoscope or in minor emergency cases during operations, so that this deterioration does not pose a problem.

As mentioned above, according to the invention, when the discharge lamp is extinguished, the emergency lamp is turned on and the gain for image signals is switched to be higher simultaneously, whereby the field of view of the endoscope can be secured even by an emergency lamp whose output is low in comparison with the output of the discharge lamp.

Fig. 3 shows a second embodiment of the invention. This second embodiment is obtained by applying the invention to an endoscope using an RGB frame sequential method, wherein the light source device 23 of the first embodiment is provided with a diaphragm part 61 for adjusting the light amount of light emitted from the discharge lamp 43, a diaphragm control circuit 62 for controlling the diaphragm part 61, a lens 63 for penetrating light the amount of which has been adjusted by the diaphragm part 61, a rotating filter 64 for separating the light from this lens 63 into wavelength bands of R, G, and B, respectively, a motor 65 for driving and rotating this rotating filter 64, a rotation control circuit 66 for controlling the rotation of this motor 65, a motor 67 for moving the rotating

filter 64 from the inside of the illumination light path, and a movement control circuit 68 for controlling the movement of the rotating filter 64 by controlling this motor 67.

This second embodiment has the same construction as that of the first embodiment except that the abovementioned circuits are provided, and the same components are attached with the same symbols for description.

In a normal operation, light emitted from the discharge lamp 43 passes through the infrared filter 4c of the turret plate 4 and is narrowed by the diaphragm part 61 that is controlled by the diaphragm control circuit 62, and then the light penetrates the lens 63 and is separated by means of time series into wavelength bands of R, G, and B by the rotating filter 64 that is driven and rotated by the motor 65, and condensed to the incidence end face 42 of the light guide 41 by the condenser lens 45, and thereafter, the light is guided to the front end part 31 of the electronic endoscope 22 by this light guide 41 and exits from there and irradiates the subject as RGB frame sequential illumination light. Then, of this illumination light, an image of light reflected from the subject is formed on the CCD 48 by the objective lens 47 and converted into electrical image signals by this CCD 48. The image signals are inputted into the amplifying circuit 49 and

amplified to approximately 9 times, and then inputted into a process circuit that is not shown and converted into video signals.

When the discharge lamp 43 is extinguished, through the same operations as in the first embodiment, the gain of the gain switching circuit 49 is switched to 100.

In addition, in order to increase the light amount as much as possible, the diaphragm part 61 is fully opened in response to a control signal from the diaphragm control circuit 62, and in response to a signal outputted from the movement control circuit 68, the motor 67 is rotated and the rotating filter 64 is deviated from the illumination light path.

When the rotating filter 64 is deviated from the illumination light path, a color image is not obtained, however, this does not pose a problem since the emergency lamp is used only for extraction of the scope or minor emergency cases during operation as mentioned above when the discharge lamp is extinguished.

As described above, according to the invention, in an electronic endoscope unit using an RGB frame sequential method, by deviating the rotating filter from the illumination light path and fully opening the diaphragm when the discharge lamp is extinguished, the light amount is increased and bright

images can be obtained.

The second embodiment is described by taking a frame sequential method as a color imaging method, however, the invention is not limited to this, and the invention can also be applied to a simultaneous method in which a color filter array is provided on the front surface of the CCD.

The abovementioned respective embodiments describe a type in which a light source device and a control device are separately provided, however, they may be united together.

Furthermore, the invention is applicable not only to the electronic endoscope units of the abovementioned respective embodiments, but also to a combination of a fiberscope and an externally-attached camera.

[Effects of the Invention]

According to the endoscope unit as set forth in Claim 1, image signals obtained when the second light source is on whose light amount is smaller than that of the first light source are amplified by a second gain higher than a first gain, so that images with a brightness that involves no safety hazard can be secured.

Furthermore, according to the endoscope unit as set forth in Claim 2, in a case where an obtained image is observed by an observer through a monitor, etc., even when the first light

source is switched to the second light source with a smaller light amount, the level of image signals obtained when the first light source is on and the level of image signals obtained when the second light source is on can be made almost equal to each other, so that the observer can capture images on the monitor without uncomfortableness.

[BRIEF DESCRIPTIONI OF THE DRAWINGS]

Fig. 1 and Fig. 2 relates to the first embodiment of the invention, wherein Fig. 1 is a block diagram showing the construction of the endoscope unit, Fig. 2 is an explanatory view showing the entirety of the endoscope, and Fig. 3 is a block diagram showing the construction of the endoscope unit of the second embodiment of the invention. Fig. 4 and Fig. 5 relate to the prior art example, wherein Fig. 4 is a block diagram showing the construction of the endoscope light source device of the prior art example, and Fig. 5 is a drawing showing the construction of the turret plate.

21: endoscope unit, 23: light source device

43: discharge lamp, 49: amplifying circuit

50: gain changeover switch

51: main light source turning-on circuit, 52: control circuit

53: extinction detection circuit

54: auxiliary light source turning-on circuit

56: motor

57: motor control circuit

Fig. 1

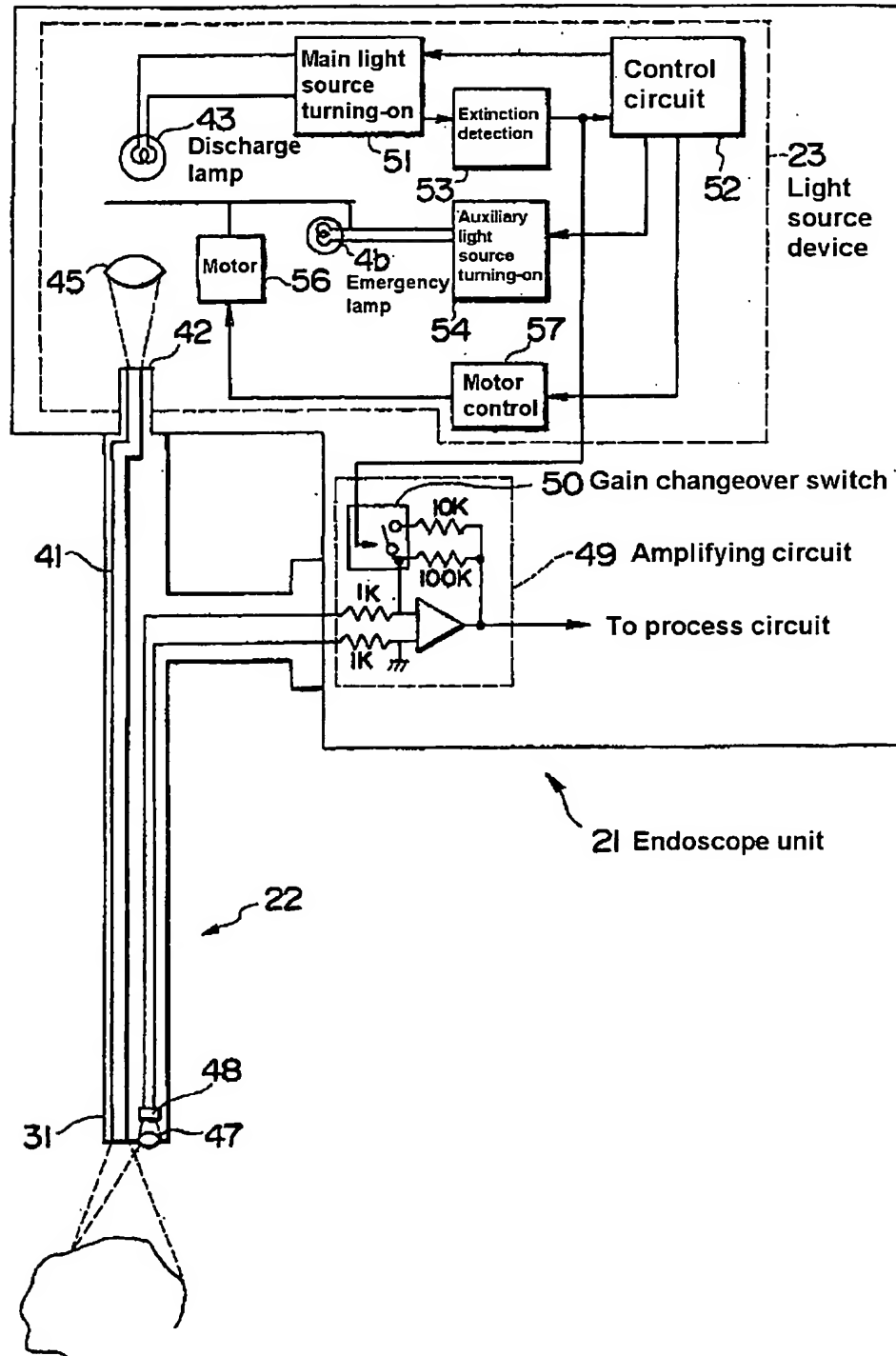


Fig. 2

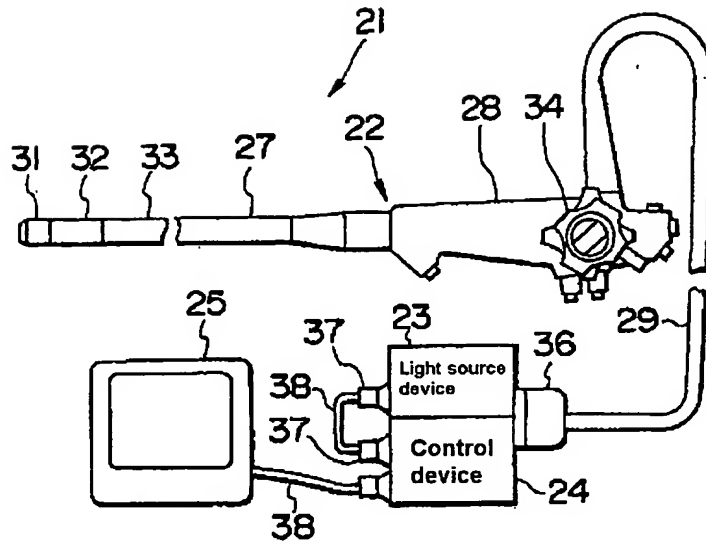


Fig.5

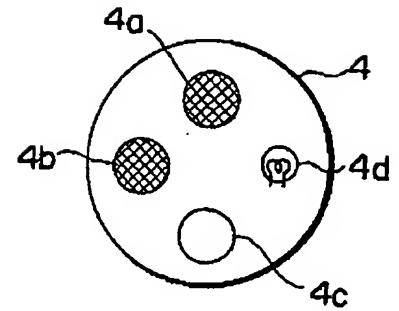


Fig. 4

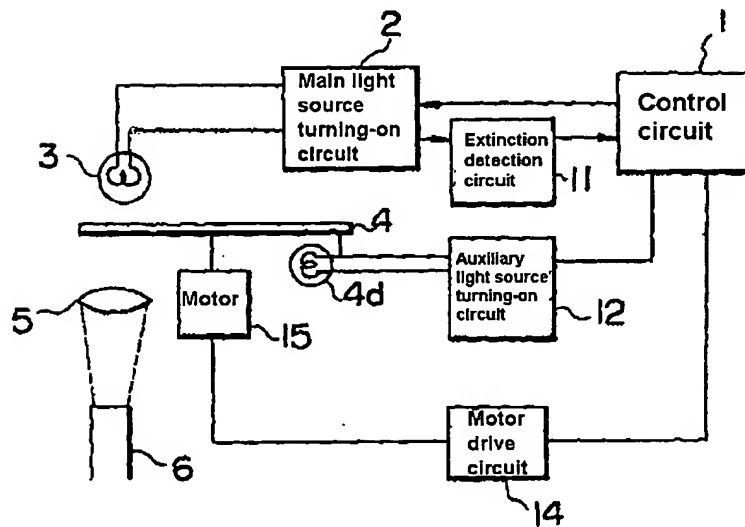


Fig. 3

